

博士論文要旨

筋電図のピーク計数による運動単位活動電位数の推定法

A Method of Estimating the Number of Motor Unit Action Potentials by Peak Counting
Method in Electromyogram

今泉 一哉 (Kazuya Imaizumi) 指導：鈴木 秀次

人間の身体運動は骨格筋の収縮によって引き起こされる。筋電図は、この筋収縮における電氣的な活動を観測した信号で、神経筋疾患の診断などの臨床分野で主に用いられる針筋電図と、スポーツ科学、人間工学、バイオメカニクス、リハビリテーションなどの分野で主に用いられる表面筋電図に大別される。針筋電図は、筋内の詳細な情報が得られる一方で、筋内に針を挿入するため侵襲性が高く、対象者の身体的な負担が大きい。表面筋電図は皮膚表面上の電極を用いて非侵襲に観測できるため、針電極と同様に詳細な情報が得られれば有用であると考えられる。

筋電図は運動単位活動電位 (Motor Unit Action Potential: MUAP) の干渉波形である。運動単位は、1つの運動ニューロンと支配された複数の筋線維で構成され、筋収縮は運動単位の発火頻度と動員される運動単位の数によって調節される。一般に表面電極で観測したMUAPは2つ以上のピークを持ったパルス波形と考えられるので、平均的にはその干渉波形をピーク検出し、一定区間で計数した値は、区間に含まれるMUAPの数に対応すると考えられる。筋電図から検出するピーク数とMUAP数の関係の模式図を図1に示した。

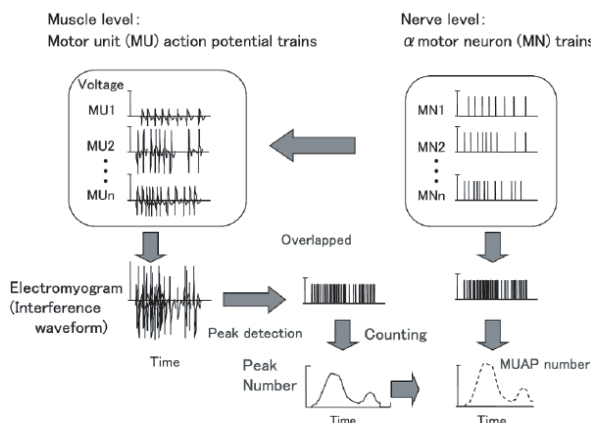


図1. 検出ピーク数とMUAP数の関係

中枢からの指令により動員された α 運動ニューロン列の発火は、筋レベルでは運動単位の活動電位列となる。運動単位の活動電位列の干渉波形が筋電図である。この干渉波形をピーク検出し、一定区間で計数した値がピーク数である。これに対して、MUAP数は神経レベルの α 運動

ニューロン列の発火を一定区間で計数した値である。本研究では、ピーク数がこのMUAP数に対応すると考えた。

しかし、先行研究において、筋電図のピーク数は、筋収縮が大きくなると飽和することが報告されている。これは、筋収縮の増加に伴ってMUAP数は増加するが、MUAPどうしが重畳するため検出できないピーク数も同時に増えることが原因であると考えられる。したがって、筋電図のピーク数からMUAP数を推定すると過小評価するという問題点があった。

これに対して、本研究では、ピーク数とMUAP数の関係を確率的な事象としてモデル化・定式化することで、MUAP推定における問題点を解決できると考えた。本研究では、筋電図に含まれるMUAP数と検出ピーク数との関係をモデル化し、これを用いて検出ピーク数からMUAP数を推定する方法を開発することを目的とした。

本論文は、このために必要な、筋電図における検出ピーク数とMUAP数の関係のモデル化およびMUAP推定法の作成、シミュレーションによる精度の検証、実際の表面筋電図への適用についてまとめたものである。本論文の構成を図2に示した。

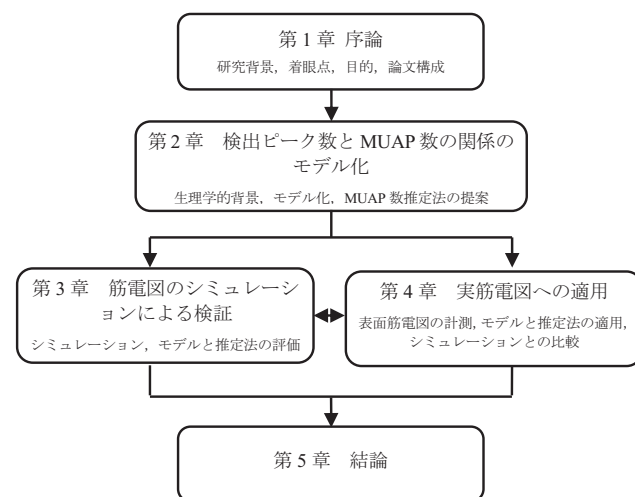


図2. 論文の構成

第1章では、以上に述べた筋収縮や筋電図計測の仕組みや、先行研究などの研究背景、本研究で着目したピーク計

数の利点や新規性、既存の筋電図処理における位置づけ、研究目的、本論文の構成などについて述べた。

第2章では、筋電図計測および電気生理学的な知見にもとづいて、筋電図における検出ピーク数とMUAP数の関係のモデル化・定式化を行った。このモデルでは、各運動単位の発火が相互に独立事象として起こると仮定し、運動単位の同時発火の確率から、不検出の確率を求める定式化を行った。これにもとづいて、筋電図から算出できる検出ピーク数からMUAP数を推定する推定式を作成した。また、この推定式のパラメータを実験的に設定する方法を作成した。

第3章では、先に述べたモデルと推定法の精度を検証するために、筋電図のシミュレーションを行った。シミュレーションの構成は、筋収縮レベルの入力と運動単位の動員と発火頻度の調節、MUAP標準波形の指定と適用、減衰の指定、MUAPの重ね合わせとした。シミュレーションによって生成した筋電図を用いて、モデル化と推定法の評価を行った。その結果、検出ピーク数は図3の上の○に示すように、先行研究と同様に収縮レベルが高くなると飽和する現象が見られた。次に、モデルを用いたMUAPの推定法について、ピーク検出だけの場合と誤差を比較した。その結果、MUAP数の推定値と真の値はよく一致し、図3の下に示すように最大の収縮レベルにおいて、誤差は最大で37%から11%に減少した。

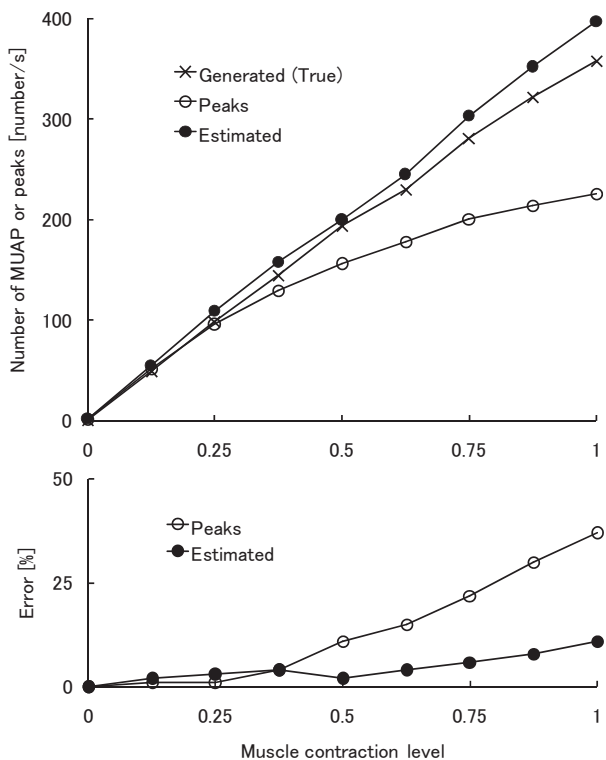


図3. シミュレートした筋電図における検出ピーク数、MUAPの実数、推定数（上）と誤差（下）

第4章では、実筋電図における実用性を検証するため、肘関節等尺性収縮時の屈曲トルクと上腕二頭筋の表面筋電図を同時に記録する実験を行った。筋収縮レベルは最大随意収縮時 (Maximum Voluntary Contraction; MVC) の20%、40%、60%、80%、100%の5段階とした。実測した上腕二頭筋の筋電図のピーク計数の結果、図4の○に示すように、収縮レベルが高くなるにつれて上昇の度合いが小さくなり、80% MVC程度で完全に飽和した。図の●で示したMUAP数の推定の結果は、収縮レベル（力）と比例すると仮定した場合（図の△）、40%MVC以上において、推定法が有効であったと考えられた。80%MVC以上では、ピーク数自体が完全に飽和したものの、推定値はピーク数による過小評価を改善できた。したがって、シミュレーションと実筋電図の結果の両面から、提案した手法が有用であると考えられた。さらに、手法の新規性や臨床分野への発展性についても述べた。

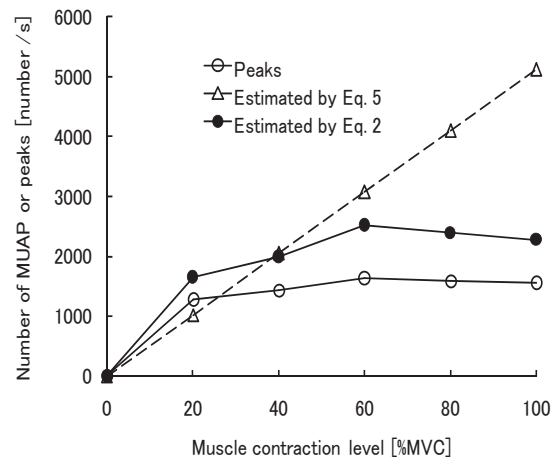


図4. 表面筋電図における検出ピーク数、MUAP推定数

最後に、第5章では以上に述べた各章の研究成果を総括し、本論文をまとめた。

本研究で提案した手法は、表面筋電図から運動単位の活動を詳細に観察できる処理法となる可能性がある。また、従来針筋電図によって行われてきた、神経筋疾患などの臨床的な検査や診断において、新しい非侵襲的手法へと発展する可能性もあり、医学的見地からも大変価値があると考えられる。したがって、スポーツ科学、人間工学、バイオメカニクス、リハビリテーション、福祉工学などの広い分野に對しての応用も期待できる。